

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA



UNIVERSIDAD  
COMPLUTENSE  
MADRID

**Integración de los tejidos duros y blandos en implantes inmediatos y diferidos con un diseño experimental en un modelo de perro beagle. Análisis de los cambios de volumen de los tejidos duros y blandos.**

Tutor: Profesor Doctor Mariano Sanz

Ludovica Fierravanti

Madrid, 30 Agosto 2016

# **Índice**

Resumen.....	2
1. Introducción .....	4
2. Hipótesis nula.....	11
3. Objetivos.....	11
4. Material y métodos.....	12
4.1 Implantes de estudio.....	12
4.2 Intervenciones quirúrgicas y modelo experimental.....	12
4.3 Atención post quirúrgica.....	16
4.4 Biopsias.....	16
4.5 Análisis con micro-CT.....	17
4.6 Análisis del volumen de los tejidos blandos.....	19
4.7 Análisis estadístico.....	23
5. Resultados.....	24
5.1 Análisis con micro-CT .....	24
5.2 Análisis de imagen.....	26
6. Discusión .....	28
7. Conclusiones.....	32
8. Bibliografía .....	33

# Resumen

## **Objetivo:**

Estudiar, por medio de micro-CT y análisis de imágenes STL, los cambios en los tejidos duros y blandos utilizando implantes con una forma triangular (test) y una forma cilíndrica (control) en implantes diferidos e inmediatos.

## **Material y Métodos:**

Se insertaron implantes de titanio test y control en la mandíbula de 8 perros beagle . Cada hemimandíbula recibió dos implantes colocados en crestas cicatrizadas y dos implantes inmediatos. Los implantes test y control se asignaron aleatoriamente a los alveolos post-extracción y crestas cicatrizadas. Se tomaron impresiones de silicona previo a la colocación de los implantes y antes del sacrificio, que tuvo lugar cuatro semanas (T4) o doce semanas (T12) después de la colocación de los implantes. Los modelos dentales de escayola fueron escaneados ópticamente y analizados a través de un software de análisis de imagen para calcular los cambios en los contornos de los tejidos blandos. Las biopsias de tejido se procesaron para el análisis mediante micro-CT . El contacto hueso-implante (BIC) y la relación del volumen del hueso al volumen total de la muestra (BV/TV) se calcularon en un volumen cilíndrico de interés (VOI). A continuación, un VOI específico en bucal del implante fue seleccionado en todas las muestras para calcular el volumen de hueso , aire y implante y, por último , se seleccionó un tercer dentro del último VOI que sólo incluía el hueso bucal y el implante del VOI anterior y se realizó el mismo análisis.

## **Resultados:**

Al analizar el BIC y BV/TV presentaron valores similares para test y control. Se encontró menor volumen de implante a nivel de los implantes test en todos los sitios sin embargo,

no se encontraron diferencias entre los implantes test y control en cuanto al volumen óseo en el VOI bucal. El análisis del VOI bucal óseo dio un porcentaje similar de aire en todas las muestras , lo que indica una composición ósea similar para todos los sitios . El análisis de los contornos de tejido blando no reveló diferencias entre los implantes test y control.

**Conclusiones:**

El presente estudio no mostró diferencias entre los implantes de forma triangular y los implantes cónicos con respecto al porcentaje de integración, al volumen del hueso bucal y a los contornos del tejido blando.

# **INTRODUCCIÓN**

La terapia de implantes se considera actualmente un tratamiento eficaz en la restauración funcional y estética de los dientes que faltan, como está documentado por estudios con más de 10 años de seguimiento utilizando diferentes sistemas de implantes (Buser y cols. 2012, Gotfredsen 2012, Ostman y cols. 2012). Este éxito, sin embargo, se ha basado principalmente en el logro de la oseointegración con el establecimiento de una conexión estructural entre el hueso vivo y la superficie del implante y en la evaluación clínica de la supervivencia del implante en función en el tiempo (Albrektsson y cols. 1981). Desde que se introdujo por primera vez, el principio básico de la osteointegración y de la formación de nuevo hueso alrededor de los implantes, numerosas publicaciones han investigado los principios histológicos de esos fenómenos biológicos (Berglundh y cols. 2003, Berglundh y cols. 2007).

A pesar de estas altas tasas de éxito, los implantes osteointegrados son susceptibles a cambios a nivel de la cresta ósea, ya sea debido a fenómenos de remodelación o a procesos patológicos, como la mucositis peri-implantaria y la peri-implantitis (Laurell y Lundgren 2011). Por lo tanto, existe un creciente interés en la preservación de los niveles del hueso peri-implantario, ya que se cree que la pérdida temprana de hueso alrededor del implante puede iniciar la enfermedad peri-implantaria (Schwarz y cols. 2012). Además, la preservación del hueso bucal tiene un papel importante en el mantenimiento del volumen de los tejidos blandos y en la estética (Merheb y cols. 2014, Spray y cols. 2000).

La preservación de los tejidos peri-implantarios requiere el establecimiento y mantenimiento de una mucosa peri-implantaria sana (Berglundh y cols. 2007) y la comprensión de los factores que pueden influir en la remodelación ósea peri-implantaria.

Estos factores pueden depender del protocolo quirúrgico o de las características del diseño del implante/pilar.

Varios protocolos quirúrgicos han sido analizados para dilucidar si la estrategia de tratamiento elegido podría tener una influencia en la estabilidad de los tejidos peri-implantarios. No se encontraron diferencias significativas en los niveles óseos marginales entre cirugías de una etapa o de dos etapas o entre los implantes inmediatos o diferidos (Lang y cols. 2012, Sanz y cols. 2015); sin embargo, en estudios en animales y humanos (Ferrus y cols. 2010, Vignoletti y cols. 2009) los implantes inmediatos demostraron procesos de reabsorción de hueso, principalmente en la tabla ósea bucal, que pueden influir en la estabilidad de los tejidos blandos bucales (Sanz y cols. 2012) y en las dimensiones de la mucosa peri-implantaria que puede cicatrizar con una interfaz epitelial más larga (Vignoletti y cols. 2009).

Por otra parte, implantes y pilares con diferente macro-diseño han sido propuestos para mantener los tejidos blandos y duros. En una serie de investigaciones experimentales con implantes colocados en mandíbulas cicatrizadas de perros beagle se observó que se formó una unión mucosa similar cuando se utilizaron cuatro tipos diferentes de sistemas de implantes con diferentes configuraciones (Abrahamsson y cols. 1996). Del mismo modo, cuando se evaluó la influencia de cuatro diseños de implantes en la cicatrización de los implantes inmediatos, se reportaron patrones de cicatrización de los tejidos blandos y duros similares (de Sanctis y cols. 2010, de Sanctis y cols. 2009). El diseño de la conexión entre el implante y el pilar, sin embargo, parece influir en la remodelación ósea temprana. El establecimiento de una conexión hermética entre implante y pilar (Pessoa y cols. 2016); la reducción del número de conexiones y desconexiones del pilar (Molina y cols. 2016); la distancia de la conexión entre implante y pilar desde la cresta ósea (Alomrani y

cols. 2005) o el desajuste horizontal de la plataforma del implante (cambio de plataforma) (Schwarz y cols. 2014) han demostrado todos de mejorar el mantenimiento de los niveles del hueso crestral durante los procesos de remodelación entre la colocación del implante y la carga funcional.

En los últimos años, se ha recomendado el uso de implantes estrechos con el fin de aumentar el espesor de la cresta ósea alrededor de los implantes (Galindo-Moreno y cols. 2012, Ioannidis y cols. 2015). Del mismo modo, se ha propuesto una novedosa configuración de implantes que tiene una forma triangular en el aspecto más coronal para proporcionar un espacio entre la parte plana del triángulo y la pared bucal de la osteotomía. La hipótesis es que esta cámara se llenará de un coágulo de sangre que con el tiempo se convertirá en hueso que proporcione una mayor anchura de la pared vestibular.

En cuanto a los métodos de estudio, la secuencia biológica de la cicatrización de los implantes dentales ha sido ampliamente estudiada en el perro beagle mediante el análisis histológico, proporcionando una documentación clara sobre la dinámica de cicatrización, tanto en los tejidos duros cuanto en los tejidos blandos alrededor de los implantes dentales (Berglundh y cols. 2003, Berglundh y cols. 2007). La histometría y histomorfometría permiten evaluar a fondo la formación de nuevo hueso, el contacto hueso-implante (BIC) y las dimensiones del tejido duro y blando (Abrahamsson y cols. 1999).

Estos métodos se basan en un análisis histomorfométrico cuantitativo llevado a cabo en secciones histológicas de hueso/implante con un espesor de 30 a 40 micras obtenidas mediante procesos de corte y desgaste y examinadas después de su tinción. Se requieren

procedimientos e instrumentos especializados para reducir el espesor de las secciones y es un proceso largo en el tiempo. Además, la histología es un método destructivo que hace que el estudio futuro de la muestra seccionada sea imposible.

Es por lo tanto razonable considerar que las secciones histológicas analizadas representan solo una parte de la situación ósea. La histología convencional al ser una técnica bidimensional, sólo puede reflejar los cambios reales de la cresta ósea a nivel de la sección dada de 30-40 micras y no es capaz de describir ningún cambio en otras direcciones. Además, el análisis es limitado a aproximadamente tres o cuatro secciones histológicas a lo largo del eje longitudinal del implante y la selección de la sección histológica analizada puede influir fuertemente en la determinación del BIC con una desviación estándar intra-muestra de 35,5% debido a diferencias en orientación (Bernhardt y cols. 2012).

Por lo tanto, parece importante combinar los métodos clásicos bidimensionales con métodos tridimensionales menos invasivos que pueden dar más informaciones sobre los eventos biológicos que se producen alrededor de los implantes (Becker y cols. 2015).

En los últimos años, el uso de micro-tomografías computarizadas (micro-CT) ha sido ampliamente investigado para superar las desventajas de los métodos histomorfométricos convencionales (De Smet y cols. 2013, Hsu y cols. 2014, Neldham y cols. 2015, Becker y cols. 2016).

La micro-CT es una técnica de imagen 3-D eficiente, rápida, no destructiva, y reproducible que analiza la arquitectura ósea y la densidad en diversas condiciones sin necesitar de una sofisticada preparación de la muestra (Park y cols. 2007).

Esta técnica utiliza la absorción de los rayos X con el fin de detectar diferencias de densidad dentro de la materia sólida y la información tridimensional resultante se genera



a partir de un procedimiento de reconstrucción matemática de radiogramas de absorción provenientes de diferentes ángulos de la muestra.

Numerosos estudios han utilizado la micro-CT para obtener imágenes de alta resolución y evaluar cuantitativamente y cualitativamente la estructura trabecular del hueso humano en tres dimensiones (3D) (Müller y cols. 1997, Parsa y cols. 2015). También, se ha empleado cada vez más en la investigación relacionada con los implantes dentales para evaluar el hueso peri-implantario (Sennerby y cols. 2001) y ha sido validado con resultados histomorfométricos (Vanderweghe y cols. 2013).

La aplicación de micro-CT en el campo bio-médico ha sido recientemente evaluada en una revisión de Neldam & Pinholt (2014). La revisión describe que la micro-CT se ha utilizado para evaluar la osteointegración de los implantes de titanio (Bernhardt y cols. 2004), la visualización de los canales vasculares en el hueso cortical, la microarquitectura del hueso osteoporótico, y microgrietas óseas (Bousson y cols. 2004, Cooper y cols. 2011, Voide y cols. 2009).

Mientras la histomorfometría clásica permite la evaluación de diferentes niveles de mineralización, la micro-CT visualiza hueso con un cierto umbral de mineralización. A una escala de 5-10 mm, la micro-CT hace que sea posible evaluar la mineralización ósea simultáneamente con su microestructura en 3D tanto en el hueso trabecular como en el cortical (Neldam y cols. 2015).

Por otra parte, la micro-CT también permite mediciones 3D precisas del contacto hueso-implante (BIC). Un estudio recientemente publicado comparó estadísticamente los resultados de contacto hueso-implante (BIC) y de volumen de hueso-implante (BIV) obtenidos mediante cortes histológicos, con los obtenidos por imágenes de absorción de rayos X mediante la tomografía micro-computarizada de radiación sincrotrón (SRμCT) utilizando implantes osteointegrados en cerdos enanos (Bernhardt y cols. 2012).

Comparando los resultados de BIC de 3-4 secciones histológicas por muestra con los 3-4 cortes apropiados de la micro-CT se encontró una diferencia no significativa de 1,9%. Los autores informaron que la alta variación intra-muestra del BIC en las secciones 2D convencionales podría conducir a una infra o sobrevaloración de este parámetro y concluyeron que era más probable obtener valores precisos de BIC mediante la micro-CT debido a la evaluación de varias secciones (Bernhardt y cols. 2012).

La mayor ventaja de la utilización de la micro-CT es que permite el análisis de un gran número de cortes en una manera no invasiva. El uso de programas de software que calculan estos cortes y la información que contienen a través de una serie de algoritmos matemáticos ha dado la oportunidad de analizar el volumen óseo en un volumen determinado de interés. Esto permite comparar diferentes superficies de implantes o diseños del cuello de los implantes para evaluar en particular el volumen de hueso formado en el vacío creado alrededor de la parte bucal del implante.

Un adecuado volumen del hueso facial ha sido identificado como un parámetro importante para la armonía y la estabilidad de los tejidos alrededor de los implantes (Thoma y cols. 2014). Investigaciones clínicas han demostrado que la ausencia del hueso peri-implantario facial conduce a un mayor sangrado al sondaje y a una retracción de los tejidos blandos peri-implantarios (Schwarz y cols. 2012).

Del mismo modo se ha demostrado que un volumen adecuado de tejido blando tiene un impacto significativo en el aspecto de los tejidos peri-implantarios y en la integración de las restauraciones protésicas (Jung y cols. 2008).

Diferentes métodos han sido utilizados para medir el volumen de la cresta alveolar y los cambios dimensionales después del tratamiento, algunos de ellos con dificultades de ejecución y incertidumbres en las mediciones.

Recientemente, la introducción del análisis volumétrico, basado en la superposición de imágenes STL, ha abierto la puerta a la evaluación de los cambios en el contorno de los tejidos orales. La superposición de imágenes STL se ha utilizado con éxito para evaluar los cambios volumétricos en el proceso alveolar en relación con la conservación o el aumento de los tejidos blandos y duros en estudios preclínicos y clínicos (Fickl y cols. 2008, Fickl y cols. 2009, Thoma y cols. 2010, Schneider y cols. 2011, Thalmair y cols. 2013, Schneider y cols. 2014, Sanz Martin y cols. 2016). Además, otras ventajas de este sistema son su carácter no invasivo, la ausencia de radiación y la facilidad de uso tanto en clínica como en laboratorio (Schneider y cols. 2011). Este método no invasivo se considera una técnica adecuada para medir los cambios de volumen del tejido blando (Thoma y cols. 2010). Su reproducibilidad y precisión ha sido evaluada recientemente en un estudio de calibración in vitro. Durante el mismo, usando un método óptico 3D para evaluar los cambios de volumen en los tejidos blandos de una manera no invasiva, se alcanzó un alto nivel de precisión y fiabilidad con un error de medición por debajo de 10 micras (Windisch y cols. 2007).

# **HIPÓTESIS NULA**

La hipótesis nula es:

- 1) La cicatrización del tejido óseo y de la mucosa peri-implantaria son similares en los implantes control y test (diámetro reducido del cuello del implante) independientemente del tipo de protocolo quirúrgico, ya sea en crestas cicatrizadas o en alveolos post-extractivos.

## **OBJETIVOS**

El objetivo de este estudio es analizar, por medio de micro-CT y del análisis de imágenes STL, los cambios de volumen de los tejidos duros y blandos de implantes diferidos e inmediatos utilizando un implante prototipo no comercialmente disponible con una forma triangular en el aspecto más coronal y un implante con el mismo macro-diseño, pero con una forma cilíndrica convencional.

### **Objetivos Específicos**

- Evaluación de la osteointegración de los implantes test y control en términos de BIC, BV/TV y volumen e porcentaje de hueso, aire y implante mediante el uso de micro-CT.
- Evaluación de los cambios verticales y horizontales del volumen de los tejidos blandos mediante un escaneado digital de los modelos y su superimposición.

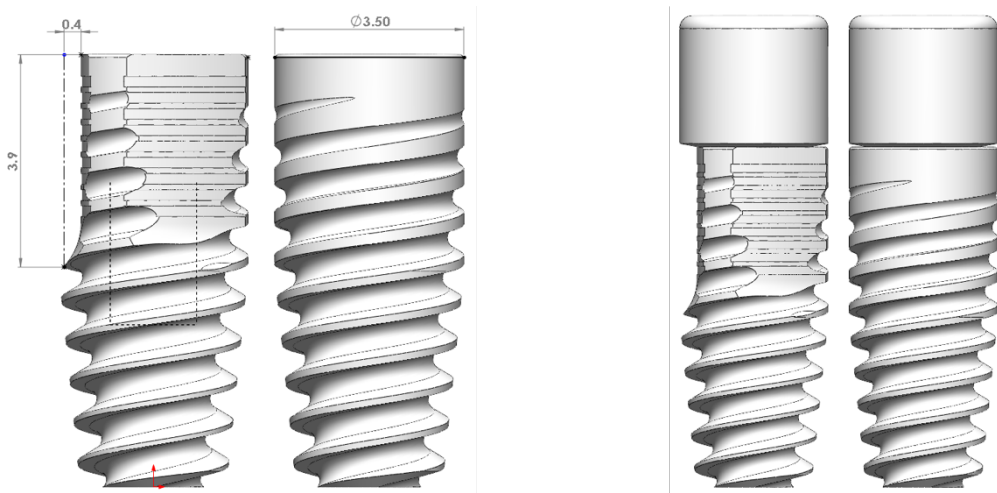
## **MATERIAL Y MÉTODOS**

Esta investigación pre-clínica *in vivo* fue diseñada de acuerdo a las guías modificadas ARRIVE para la investigación preclínica (Vignoletti & Abrahamsson 2012) como un estudio experimental aleatorizado con examinador ciego realizado en perros beagle adultos con un peso que oscila entre el 10 y el 20 kg.

Este estudio de experimentación animal se llevó a cabo en el Centro de Cirugía Experimental del Hospital “Gómez-Ulla” en Madrid , España , una vez que el Comité Regional de Ética de Investigación Animal aprobó el protocolo de estudio (Código: ES280790000187). Se seleccionaron ocho animales que cumplieran con los criterios de inclusión. Cada animal proporcionó cuatro sitios de implante test y cuatro de control. Todos los animales fueron alimentados con una dieta de pellets blandos y mantenidos en un ciclo luz/oscuridad 12:12 y 21-22 Cº, así como un seguimiento diario durante todo el curso del estudio por un veterinario con experiencia.

### **Implantes de estudio**

Los implantes prototipo utilizados (MIS Implants, Shlomi, Israel) se representan en la figura 1.



*Figura 1.*

Ambos implantes test y control fueron fabricados específicamente para este estudio y no son implantes que se comercialicen. Los implantes test y control tienen una idéntica mitad apical del implante con una forma cónica, espiras auto-roscantes y una conexión hexagonal interna. Los implantes de control tienen una forma cilíndrica convencional con un diámetro de 3,5 mm . Los implantes test tienen, en el aspecto más coronal, una forma triangular que se extiende 3,9 mm por debajo del hombro del implante . El diámetro de los implantes test es de 3,9 mm . La reducción en cada uno de los tres lados del triángulo es 0,4 mm. La longitud de los implantes , tanto para el test como para el control, fue de 10 mm para los sitios diferidos y 11,5 mm para los sitios inmediatos.

### **Intervenciones quirúrgicas y modelo experimental**

Los animales fueron sedados y colocados bajo anestesia general, utilizando la respiración mecánica durante todas las cirugías. La inducción de la sedación se logró utilizando propofol (2mg/kg/i.v., Propovet, Abbott Laboratories, Kent, Reino Unido). La anestesia general se logró utilizando el gas isoflurano (Isoba-vet, Schering-Plough, Madrid, España), emitido a través de un tubo endotraqueal, a concentraciones de 0,7-1,5%, alcanzando una frecuencia respiratoria de aproximadamente 12 respiraciones/min. Además, se infiltró anestesia local (Articaína 40mgr/ml, 0.01mgr/ml de epinefrina. Inibsa Dental. Barcelona, España) en las áreas de intervención para el control del dolor y de la hemorragia.

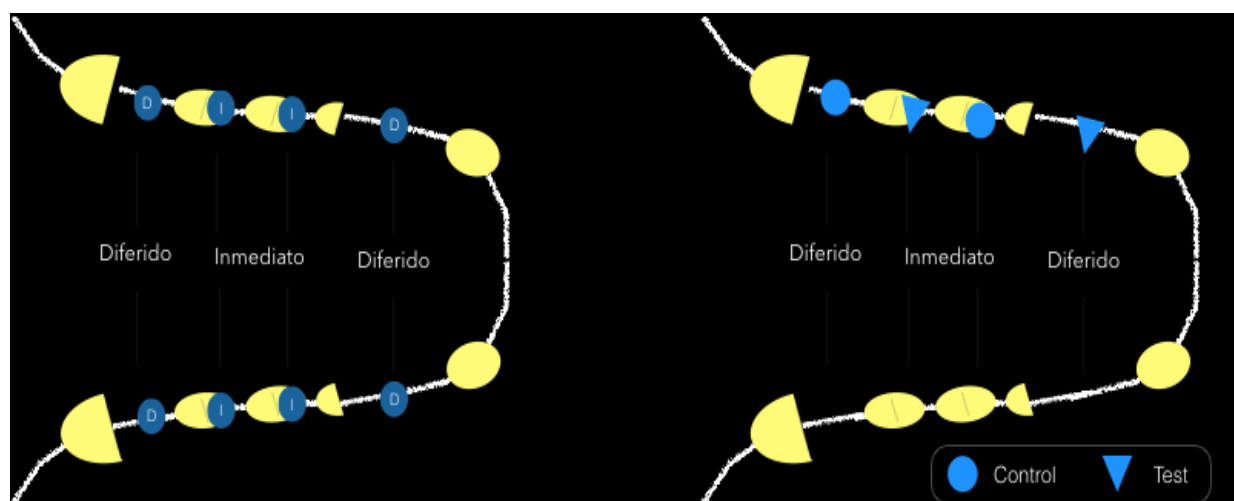
Intervención I: el primer molar (M1) y el segundo premolar (P2) se hemiseccionaron cuidadosamente para facilitar la extracción menos traumática de las raíces mesiales. Las exposiciones pulpares se sellaron mediante hidróxido de calcio (Dycal. Dentsply. York, EE.UU.) y un relleno de ionómero de vidrio (Ketac. 3M ESPE. Berkshire, Reino Unido). Los

márgenes bucales y linguales de la herida se suturaron con suturas reabsorbibles (Vycryl 5-0. Ethicon. Sommerville, EE.UU.) para facilitar una cicatrización por primera intención. Los alveolos fueron dejado a cicatrizar sin intervención para proporcionar dos crestas cicatrizadas para los implantes diferidos.

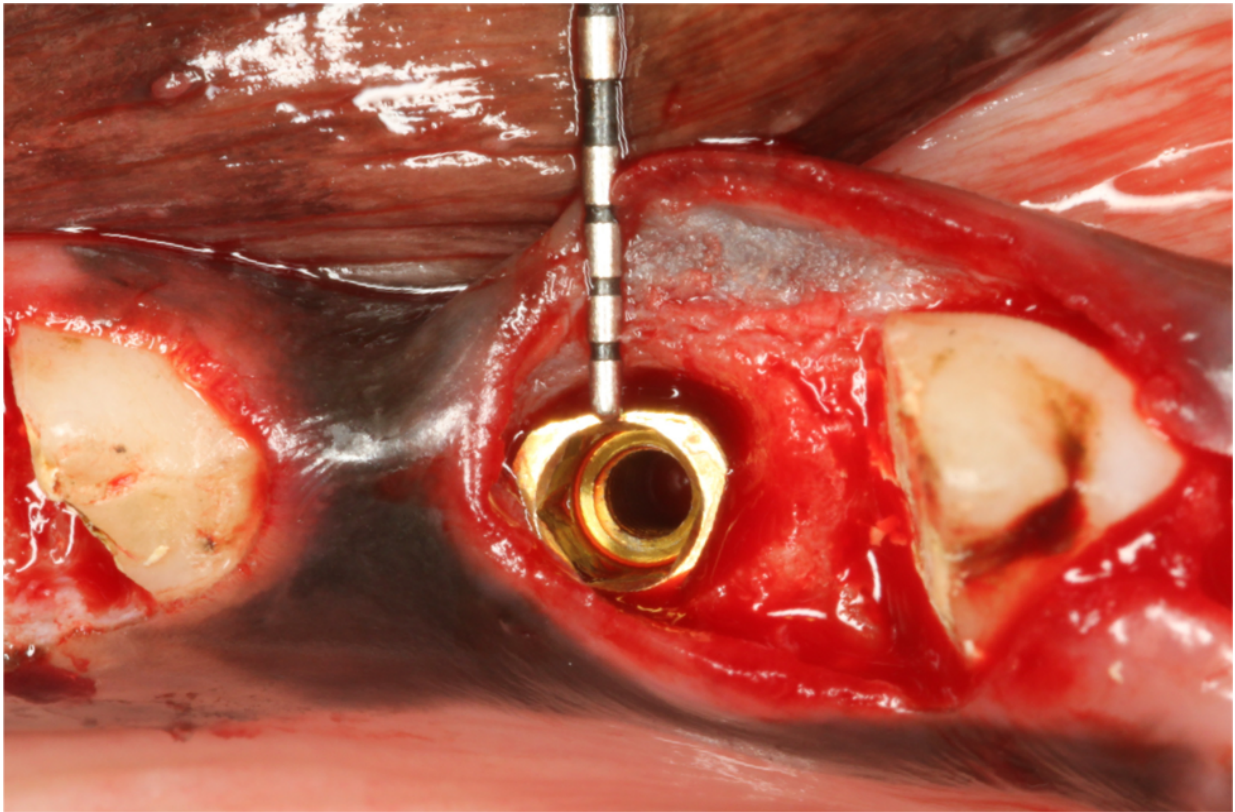
*Intervención II:* 2 meses después de las extracciones, se levantó un colgajo a espesor completo bucal y lingual en el lado derecho de la mandíbula, de distal del canino a distal de M1, con el fin de acceder a los 3 mm más coroneales de la cresta alveolar. Se extrajeron de forma no traumática las raíces mesiales del tercero y cuarto premolar (P3 y P4) que proporcionan los dos alvéolos frescos para la colocación de los implantes inmediatos.

Tanto en la cresta cicatrizada como en los alvéolos post-extractivos la osteotomía se realizó siguiendo las recomendaciones del fabricante. Una vez completado el fresado, los cirujanos (FV, JN, ES) fueron informados del código de aleatorización. La aleatorización se realizó de manera que ambos implantes test y control se distribuyeron uniformemente en cuanto a ubicación dentro de la mandíbula y entre zonas cicatrizadas y alvéolos de extracción reciente (Fig. 2).

*Figura 2.*



En los implantes test se prestó atención en dejar una de las tres patas planas del triángulo hacia la cara vestibular (Fig. 3).



*Figura 3.*

Tanto para los implantes diferidos como para los inmediatos, el hombro del implante se colocó a nivel de la cresta ósea vestibular. Se colocaron pilares de cicatrización de 3 ó 5 milímetros y se suturaron los colgajos para permitir una cicatrización transmucosa.

El diseño experimental proporcionó 2 zonas cicatrizadas en PM2 y M1 (1 test, 1 control) y 2 sitios inmediatos individuales en PM3 y PM4 (1 test, 1 control) por hemimandíbula en cada perro.



Intervención III: De acuerdo con el diseño experimental y la fecha del sacrificio, el mismo procedimiento se repitió en el lado izquierdo de la mandíbula después de 8 semanas de cicatrización.

### **Atención post quirúrgica**

El control de placa se proporcionó a través del uso de una solución de clorexidina al 0,12 % y CPC al 0,05% (PerioAid Tratamiento, Laboratorios Dentaïd. Barcelona, España) aplicada en todos los diente mandibulares en un régimen de 2 días/semana. Una vez a la semana se hizo un esfuerzo para cepillar las áreas quirúrgicas con un cepillo de dientes manual convencional y clorexidina. Todos los sitios con implantes fueron inspeccionados antes del tratamiento higiénico para evaluar la salud de la mucosa peri-implantaria y documentar cualquier signo de inflamación.

### **Biopsias**

Cuatro semanas después de la intervención III se sacrificaron los ocho perros de manera que se obtuvieron dos tiempo de cicatrización: cuatro y doce semanas.

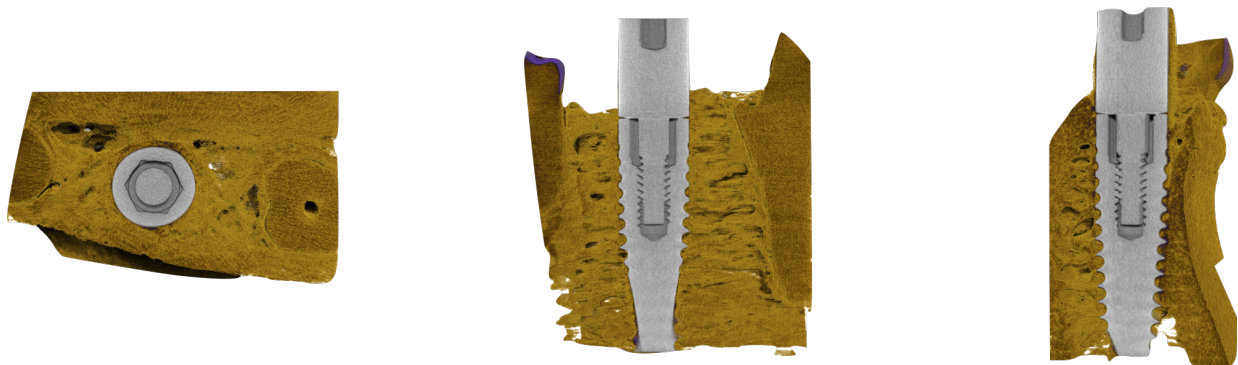
Los animales fueron sacrificados con una sobredosis de pentotal sódico. Las mandíbulas fueron liberadas de adherencias y se seccionaron para obtener bloques de tejido que contenían los implantes. Cada bloque se colocó en un recipiente para muestras con una solución de formalina al 4 %. Los recipientes con las muestras se colocaron en un área segura a temperatura adecuada (5°C) desde el momento de recogida hasta que fueron enviados para su procesamiento histológico.

Las muestras se deshidrataron en una serie graduada de etanol y se embebieron en metacrilato de metilo para el análisis con micro-CT.

## **Análisis con micro-CT**

Las muestras fueron escaneadas utilizando una micro-CT de alta resolución (SkyScan 1172, Bruker microCT NV, Kontig, Bélgica). La fuente de rayos X se estableció a 100 kV y 100 $\mu$ A con un tamaño de voxel de 12 micras y el uso de un filtro de aluminio/cobre (Al/Cu). Las muestras se fijaron en un apoyo y el escaneo se realizó durante una rotación de 360 ° con imágenes adquiridas cada 0,4 °.

Después de la digitalización, las imágenes se reconstruyeron basándose en el algoritmo Feldkamp (Feldkamp et al., 1984) utilizando el software NRecon (Bruker microCT NV, Kontig, Bélgica). Las imágenes reconstruidas se evaluaron con el software Data Viewer (Bruker microCT NV, Kontig, Bélgica) y se giraron para asegurarse que el implante fuese perfectamente alineado (Fig. 4).

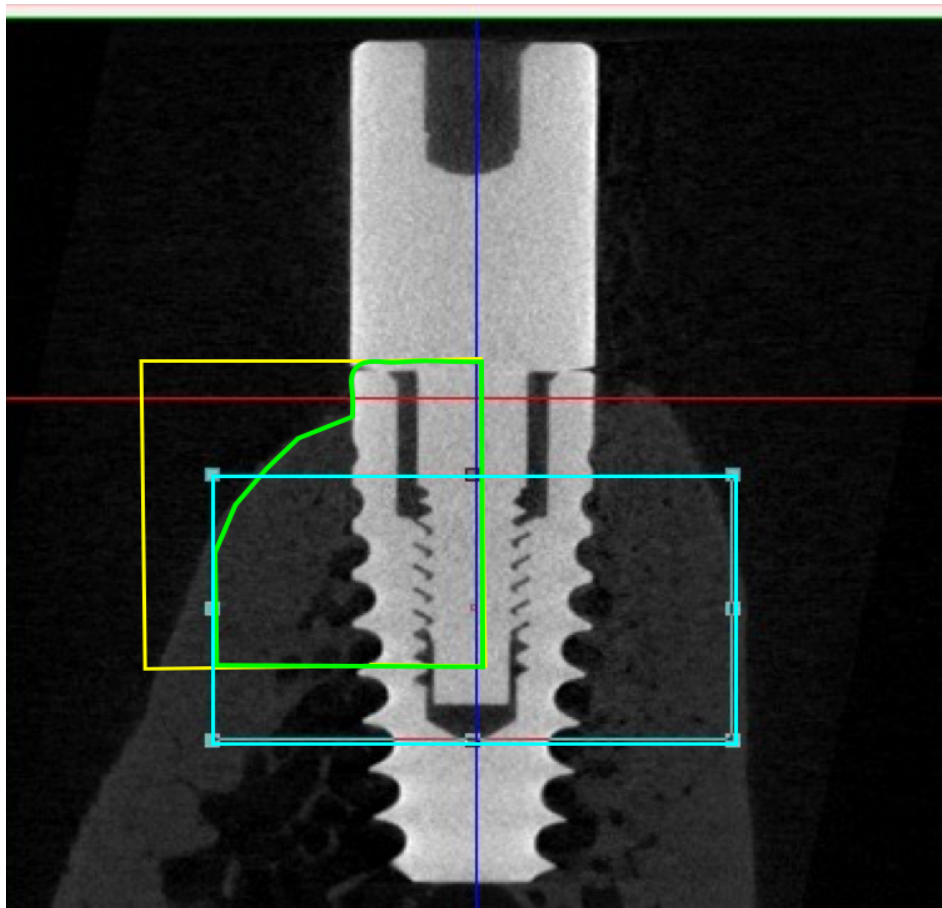


*Figura 4.*

Se definieron tres volúmenes de interés (VOI) diferentes (Fig. 5):

- i) VOI cilíndrico: se seleccionó en la parte central del implante dejando fuera de la selección el hombro y la parte apical del implante. Este VOI tiene 5 mm de diámetro y 4 mm de longitud apico-coronal y incluye a los tejidos circundantes en las cuatro direcciones (distal, mesial, bucal y lingual).

- ii) VOI bucal: Un VOI más específico fue seleccionado en la cara vestibular del implante. Este VOI divide el implante en dos mitades iguales y se extiende 4 mm apicalmente desde el hombro del implante, 1,5mm desde el aspecto mesial y distal del hombro del implante y 4 mm hacia la cara vestibular. Este VOI es igual para todas las muestras del estudio.
- iii) VOI bucal óseo: Dentro del VOI bucal se seleccionó una tercera nueva región. El contorno vestibular de la cresta alveolar se perfiló manualmente en todas las muestras. Este nuevo VOI sólo incluye el componente de hueso y el implante del VOI bucal de modo que se pudo calcular el porcentaje de aire dentro del hueso.



*Figura 5. Volúmenes de interés (VOI) seleccionados. El VOI cilíndrico se representa en color magenta, el VOI bucal se representa en color amarillo y el VOI bucal óseo aparece en color verde.*

Después de la selección de los diferentes VOI, el análisis de datos se realizó utilizando el software CTAn (Bruker microCT NV, Kontig, Bélgica). Para este propósito las imágenes fueron segmentadas utilizando métodos de adaptación de la umbralización local y estableciendo los mejores parámetros umbrales para el análisis de hueso y metal. Después de la selección de este umbral en el VOI circular se realizó un análisis de la osteointegración usando el método descrito por Bruker para el análisis del hueso alrededor de un implante metálico (Academia Bruker, enero de 2015). Siguiendo este método, el porcentaje de hueso y la relación entre el volumen del hueso y el volumen total (BV /TV), que corresponde a la densidad del hueso, se midieron de forma automática en una sección de 20 píxeles alrededor de la superficie del implante. Luego, en el mismo VOI se midió el contacto hueso-implante (BIC) de nuevo siguiendo el método descrito por Bruker para este parámetro (Academia Bruker, enero de 2015) en el que se evaluó el % de los píxeles correspondiente a hueso que estaban en contacto con los píxeles correspondientes al implante.

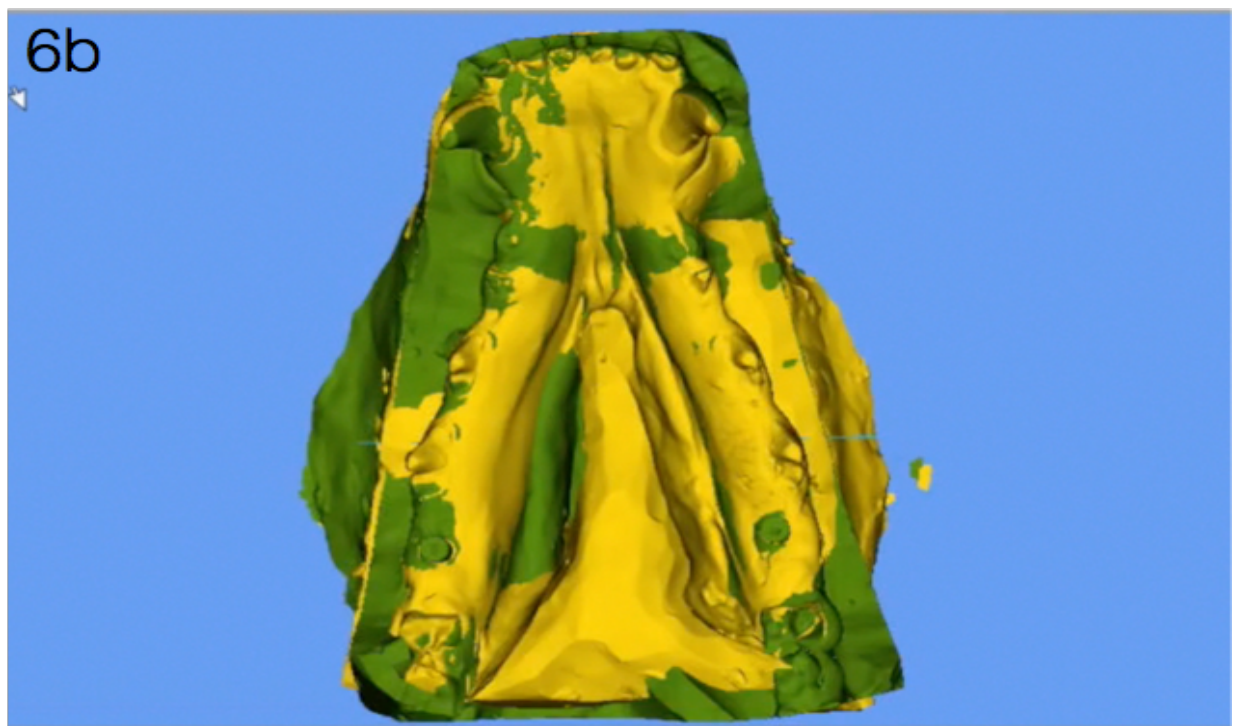
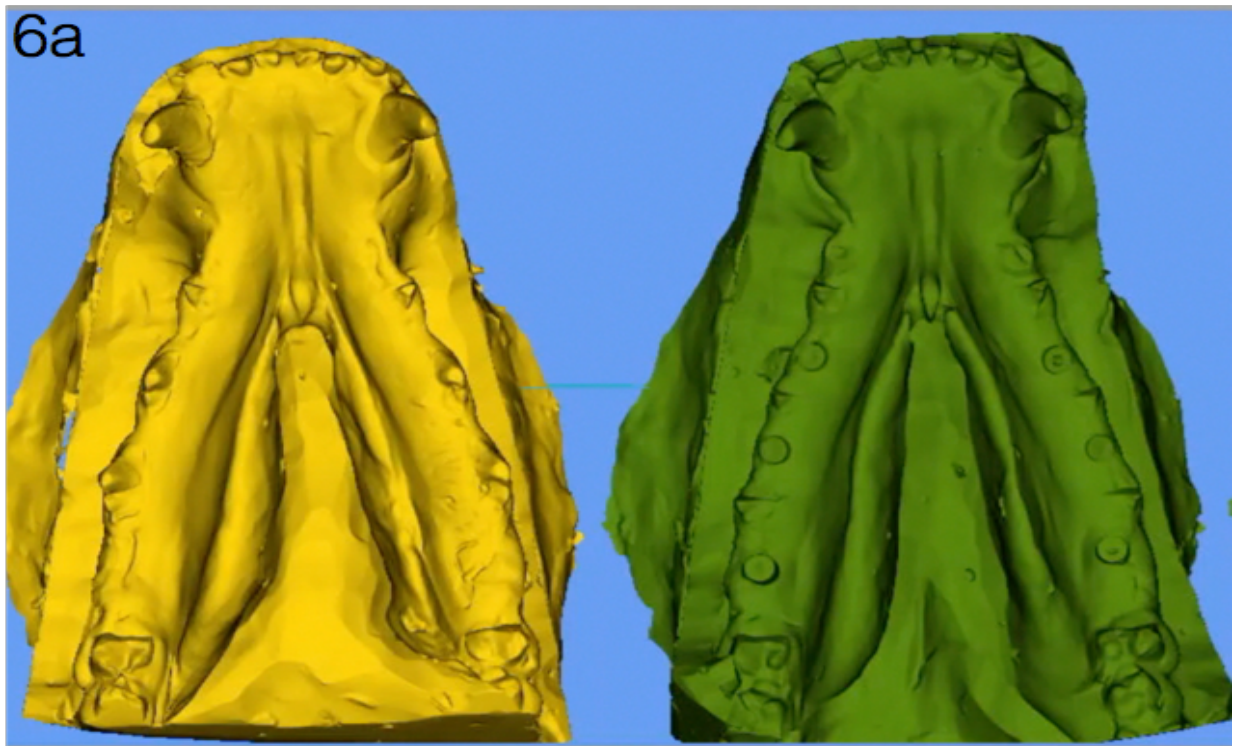
En ambos los VOI bucales, y con la misma configuración de umbral, se evaluó la cantidad de hueso, implante y aire en porcentaje del volumen del VOI correspondiente. En el VOI bucal el aire corresponde a los voxels dentro del hueso más los que están fuera y en el VOI bucal óseo, dado que el VOI fue seleccionado manualmente rodeando el hueso y el implante, el porcentaje del aire es solamente la que está dentro del hueso trabecular, dando una idea de la calidad del hueso.

### **Análisis del volumen de los tejidos blandos**

Se tomaron impresiones de la mandíbula inferior antes de la colocación de los implantes (BS) y en el momento del sacrificio (FU). Para este fin, se utilizó una técnica de un solo

paso con dos viscosidades con materiales de impresión de silicona (Express2 Putty Soft/Express2 Light Body, 3M Espe, St. Paul, MN, , EE.UU.) y cubetas de impresión individualizadas de acrílico. Se fabricaron modelos de escayola (Elite Model, Zhermack. Roma, Italia), dando lugar a 8 pares de modelos. Se evaluaron los modelos para la presencia de irregularidades tales como áreas porosas, márgenes gingivales indefinidos, cúspides rotas o vestíbulo indefinido.

Los modelos de escayola fueron escaneados ópticamente con un escáner de escritorio 3D (Zfx Evolución del escáner, Zimmer Dental. Bolzano, Italia) creando archivos STL. Estos archivos fueron subidos a un software de análisis de imágenes (Swissmeda Software, Swissmeda AG, Zürich, Suiza). Con el fin de superimponer los archivos STL, se seleccionaron tres puntos de referencia comunes claros y visibles tanto en los modelos iniciales como en los modelos del seguimiento. Después de la selección de estas referencias, el software superpuso de forma automática los modelos utilizando una serie de algoritmos matemáticos (Figuras 6a, 6b). En aquellos sitios donde se obtuvo una adaptación incorrecta, se realizaron ajustes manuales hasta que la superimposición se consideró adecuada.



*Figura 6. Superposición de imágenes STL. 6a. Escaneos de superficie del modelo inicial BS (amarillo) y del modelo final FU (verde). 6b. Modelo inicial y final superpuestos con la ayuda de un software .*

Se seleccionó una superficie longitudinal que divide el implante mesio-distalmente en dos partes iguales. A continuación, en las imágenes transversales de las secciones se dibujó una línea coincidente con el eje del implante. Para concluir, se realizó una captura de pantalla que se exportó a un software de procesamiento de imágenes (ImageJ, Institutos Nacionales de Salud. Maryland, EE.UU.).

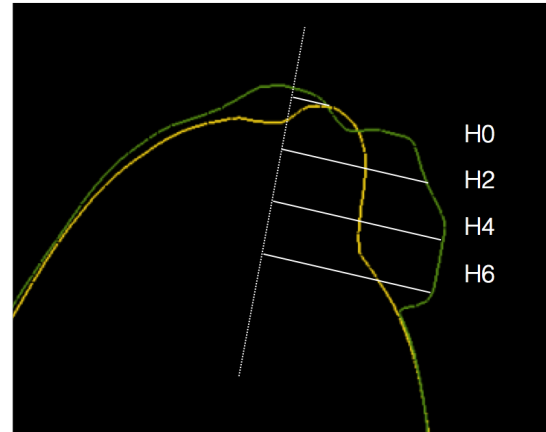
Las siguientes mediciones lineales fueron realizada por un evaluador externo ciego y calibrado (LF): (Figura 7a, 7b).

- i) Los cambios horizontales en los tejidos blandos se midieron de acuerdo con un método descrito previamente (Sanz Martin y cols. 2016). En resumen, la distancia entre la línea coincidente con el eje del implante y el contorno de tejido blando bucal se evaluó a 0,2 4 y 6 mm por debajo del margen gingival inicial (implantes inmediatos) o del nivel de la cresta alveolar inicial (implantes diferidos) en ambos puntos temporales (BS y FU). Las diferencias entre las dos mediciones se calculó restando BS y FU.
- ii) Los cambios verticales en la altura del tejido se evaluaron mediante la medición de la distancia entre dos líneas perpendiculares al eje del implante. La primera línea coincidía con el margen gingival de los dientes (implantes inmediatos) o de la cresta (implantes diferidos) en BS y la otra línea con el margen gingival del implante en el FU.

7a



7b



*Figura 7. Mediciones lineales realizadas para evaluar cambios en los tejidos blandos. 7a. Análisis de las imágenes en un implante inmediato. 7b. Análisis de las imágenes en un implante diferido. H0, cambios horizontales en los tejidos blandos a nivel del margen gingival o de la cresta alveolar en BS; H 2,4,6 , Cambios horizontales de los tejidos blandos a 2,4 y 6 mm por debajo de H0.*

### **Análisis estadístico**

Se calculó la estadística descriptiva (medias, desviaciones estándar, medianas y rangos intercuartiles) de las variables continuas para cada sistema por separado utilizando un programa de software estadístico (SPSS versión 18.0, IBM Corporation. Nueva York, EE.UU.). Se evaluaron los datos para determinar la normalidad por medio de la prueba de Shapiro-Wilk y se encontró una distribución non-normal. Se utilizó la prueba de Mann-Whitney para revelar diferencias para las variables continuas. La significación estadística se fijó en el nivel alfa de 0,05.



## RESULTADOS

64 bloques de tejido , que contienen un implante por cada bloque, se recogieron después del sacrificio y se escanearon con micro-CT. A partir de los modelos de escayola se obtuvo un total de 16 archivos STL que se utilizaron para el análisis del volumen de los tejidos blandos.

### Análisis con micro-CT

Los resultados de BIC y BV/TV estratificado por sitio del implante se describen en las Tablas 1a-1b.

<b>Tabla 1a.</b> Estadística descriptiva ( Media $\pm$ DE / Mediana IQR ) de los análisis realizados en el VOI cilíndrico estratificados por sitio del implante.				
	<b>DIFERIDO</b>			
	<b>PM2</b>		<b>M1</b>	
	<b>TEST</b>	<b>CONTROL</b>	<b>TEST</b>	<b>CONTROL</b>
<b>BIC</b>	48.88 $\pm$ 12.89/ 47 (24)	46.63 $\pm$ 9.46/ 44 (15)	51.63 $\pm$ 6.26/ 53.50 (11)	51.63 $\pm$ 9.59/ 50 (13)
<b>BV/TV</b>	55.63 $\pm$ 11.84/ 55 (21.25)	52.13 $\pm$ 9.99/ 49.50 (18)	52.88 $\pm$ 5.51/ 52.50 (8.75)	53.50 $\pm$ 8.65/ 53 (10.75)
<b>*p&lt;0.05</b>				
<b>BIC, contacto hueso-implante; BV/TV, análisis de volumen óseo/ volumen tisular.</b>				

<b>Tabla 1b.</b> Estadística descriptiva ( Media $\pm$ DE / Mediana IQR ) de los análisis realizados en el VOI cilíndrico estratificados por sitio del implante.				
	<b>INMEDIATO</b>			
	<b>PM3</b>		<b>PM4</b>	
	<b>TEST</b>	<b>CONTROL</b>	<b>TEST</b>	<b>CONTROL</b>
<b>BIC</b>	52.88 $\pm$ 10.15/ 50.50 (18)	57.25 $\pm$ 12.30/ 57.50 (23)	49.38 $\pm$ 14.76/ 48 (30)	51.88 $\pm$ 8.54/ 49.50 (8)
<b>BV/TV</b>	62 $\pm$ 8.30/ 63.50 (16.25)	64.25 $\pm$ 8.24/ 67.02 (14.25)	55.13 $\pm$ 13.85/ 55.50 (25.50)	60.25 $\pm$ 8.55/ 61.50 (15)
<b>*p&lt;0.05</b>				
<b>BIC, contacto hueso-implante; BV/TV, análisis de volumen óseo/ volumen tisular.</b>				

Los valores de BIC variaron de 46,63 % a 51,63 % en los implantes diferidos y de 49,38 % a 57,25 % en los implantes inmediatos. Los valores de BV/TV en PM2 fueron 55,63  $\pm$  11,84 en los implantes test y 52.13  $\pm$  9.99 en los implantes control. Los mismos valores fueron de 52,88  $\pm$  5,51 y 53,50  $\pm$  8,65 en M1 , 62  $\pm$  8,30 y 64,25  $\pm$  8,24 en PM3 y 55.13  $\pm$  13.85 y 60.25  $\pm$  8.55 en PM4 , respectivamente. No se encontraron diferencias entre test y control en ninguno de los sitios.

Del mismo modo , cuando los datos fueron estratificados por el tiempo del estudio (Tabla 2), no se encontraron diferencias en el BIC y en los valores de BV/TV entre los implantes test y control en ninguno de los tiempos de cicatrización, a excepción de BV/TV a 12 semanas de cicatrización en la colocación diferida, donde se encontraron valores mayores de manera estadísticamente significativa en los implantes test en comparación con los implantes control (  $60,38 \pm 7,41$  y  $51,00 \pm 7,43$  , respectivamente).

Tabla 2. Estadística descriptiva ( Media $\pm$ DE / Mediana IQR ) de los análisis realizados en el VOI cilíndrico estratificados por tiempo del estudio.						
		DIFERIDO		INMEDIATO		
		TEST	CONTROL	TEST	CONTROL	
BIC	T4	44.00 $\pm$ 7.75/ 42.50 (15)	49.13 $\pm$ 11.56/ 49 (23)	48.13 $\pm$ 14.10/ 46.50 (28)	51.13 $\pm$ 9.92/ 49 (11)	
	T12	56.50 $\pm$ 7.76/ 56.50 (8)	49.13 $\pm$ 7.88/ 48.50 (14)	54.13 $\pm$ 10.41/ 54.50 (18)	58 $\pm$ 10.74/ 58 (19)	
BV/TV	T4	48.13 $\pm$ 5.87/ 47.5 (8.25)	54.63 $\pm$ 10.64/ 51 (19)	56.75 $\pm$ 13.31/ 59.50 (24)	60.75 $\pm$ 8.65/ 63 (14.76)	
	T12	60.38 $\pm$ 7.41/ 59 (12.25)*	51.00 $\pm$ 7.43/ 53 (12.5)	60.38 $\pm$ 10.16/ 63.50 (18.25)	63.75 $\pm$ 8.38/ 65 (13.50)	
*p<0.05						
BIC, contacto hueso-implante; BV/TV, análisis de volumen óseo/ volumen tisular.						

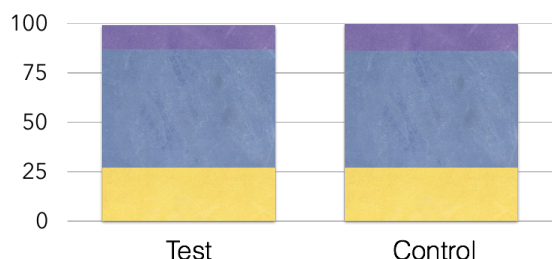
El porcentaje y el volumen de hueso, aire y implante fueron estratificados por sitio del implante (Tabla 3).

<b>Tabla 3.</b> Estadística descriptiva (Media $\pm$ DE) del VOI bucal estratificados por sitio del implante .								
		<b>DIFERIDO</b>		<b>INMEDIATO</b>				
		<b>PM2</b>		<b>M1</b>	<b>PM3</b>		<b>PM4</b>	
		<b>TEST</b>	<b>CONTROL</b>	<b>TEST</b>	<b>CONTROL</b>	<b>TEST</b>	<b>CONTROL</b>	
<b>Vol bone (mm3)</b>	43.63 $\pm$ 11.26	40.88 $\pm$ 11.14	43.50 $\pm$ 10.09	41.63 $\pm$ 8.72	32.50 $\pm$ 9.78	30.75 $\pm$ 7.23	31 $\pm$ 6.19	31 $\pm$ 6.05
<b>Vol air (mm3)</b>	89.50 $\pm$ 10.52	89.50 $\pm$ 11.45	90.25 $\pm$ 10.18	88.38 $\pm$ 8.72	100.13 $\pm$ 9.23	103.63 $\pm$ 14.38	101.50 $\pm$ 6.57	96 $\pm$ 5.76
<b>Vol imp (mm3)</b>	18.25 $\pm$ 2.25*	22 $\pm$ 0.54	18.88 $\pm$ 2.17*	22.50 $\pm$ 1.20	19.88 $\pm$ 0.84*	23.50 $\pm$ 0.54	20.13 $\pm$ 0.84*	23.25 $\pm$ 1.28
<b>%bone</b>	27.38 $\pm$ 6.78	26.88 $\pm$ 7.20	28.50 $\pm$ 6.74	27.38 $\pm$ 5.98	21.25 $\pm$ 6.41	20.88 $\pm$ 7.36	20.38 $\pm$ 4.07	20.50 $\pm$ 3.59
<b>%air</b>	60 $\pm$ 6.66	59 $\pm$ 7.45	59.38 $\pm$ 6.76	57.88 $\pm$ 5.72	65.63 $\pm$ 6.21	64.63 $\pm$ 6.55	66.38 $\pm$ 4.24	63.88 $\pm$ 3.31
<b>%imp</b>	12.63 $\pm$ 1.69	14.50 $\pm$ 0.54	12.38 $\pm$ 1.51*	14.63 $\pm$ 0.74	13 $\pm$ 0.54/*	14.63 $\pm$ 1.41	13.13 $\pm$ 0.64/*	15.38 $\pm$ 0.74
<b>*p&lt;0.05</b>								
<b>Vol bone, Volumen de hueso; Vol air, Volumen de aire; Vol imp, Volumen del implante.</b>								

El volumen total evaluado en todas las muestras es el mismo y equivale a 152,75 mm<sup>3</sup>. En los implantes test, se encontró un porcentaje y volumen del implante significativamente menor en comparación con los implantes control en todos los sitios. El porcentaje de aire varió de 57,88 % a 60 % en los sitios diferidos y de 63,88 % a 66,38 % en los sitios inmediatos mientras que el porcentaje de hueso varió de 26,88 % a 28,50 % y del 20,38 %

a 21,25 %, respectivamente (Figs. 8a, 8b). Estas diferencias no fueron estadísticamente significativas.

8a



8b

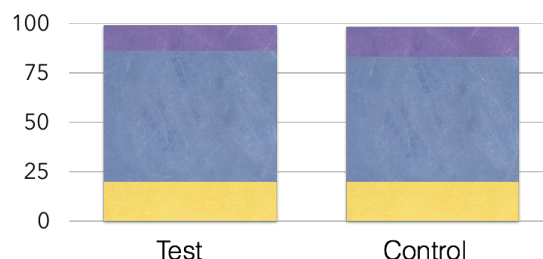


Figura 8. Histograma que representa en porcentaje el volumen de hueso (amarillo) , aire (azul) y el implante (morado). 8a. Porcentajes de volumen en los implantes diferidos test y control. 8b. Porcentajes de volumen implantes inmediatos test y control.

Del mismo modo, cuando el mismo análisis se realizó en el VOI bucal óseo, las únicas diferencias significativas se encontraron en el volumen en mm<sup>3</sup> del implante que fue mayor para los implantes control en todos los sitios. El volumen de aire incluido en el hueso bucal, que abarca los tejidos blandos y los espacios medulares dentro del hueso bucal, no fue diferente en los implantes test y control (Tabla 4).

Tabla 4. Estadística descriptiva (Media $\pm$ DE) del VOI bucal óseo estratificados por sitio del implante .								
	DIFERIDO				INMEDIATO			
	PM2		M1		PM3		PM4	
	TEST	CONTROL	TEST	CONTROL	TEST	CONTROL	TEST	CONTROL
Volumen Total	75.75 $\pm$ 12.27	78.63 $\pm$ 13.39	83.50 $\pm$ 13.78	86.88 $\pm$ 12.18	64.38 $\pm$ 9.95	65.50 $\pm$ 8.53	70.09 $\pm$ 12.15	70.88 $\pm$ 9.41
Vol bone (mm3)	44.38 $\pm$ 13.45	40.25 $\pm$ 11.32	43.13 $\pm$ 10.20	41.25 $\pm$ 8.81	32.13 $\pm$ 9.91	26.75 $\pm$ 8.54	30.88 $\pm$ 6.31	30.75 $\pm$ 6.15
Vol air (mm3)	14.13 $\pm$ 2.90	10.13 $\pm$ 5.35	22.01 $\pm$ 3.99	23.25 $\pm$ 7.59	12.53 $\pm$ 2.97	15.84 $\pm$ 4.48	19.38 $\pm$ 8.34	16.75 $\pm$ 4.16
Vol imp (mm3)	18.25 $\pm$ 2.25*	22.00 $\pm$ 5.35	18.50 $\pm$ 2.44*	22.38 $\pm$ 1.30	19.71 $\pm$ 4.27*	23.52 $\pm$ 3.31	20.04 $\pm$ 0.75*	23.13 $\pm$ 1.24
%bone	56.02 $\pm$ 7.05	50.75 $\pm$ 7.72	50.88 $\pm$ 4.54	47.25 $\pm$ 6.36	48.75 $\pm$ 8.11	45.75 $\pm$ 5.72	43.88 $\pm$ 5.38	43.00 $\pm$ 4.69
%air	19.03 $\pm$ 3.16	20.75 $\pm$ 5.84	26.25 $\pm$ 2.31	26.63 $\pm$ 6.20	19.63 $\pm$ 3.81	18.25 $\pm$ 2.53	26.75 $\pm$ 7.81	23.63 $\pm$ 3.29
%imp	25.00 $\pm$ 5.29	28.63 $\pm$ 4.41	22.88 $\pm$ 4.82	26.00 $\pm$ 3.62	28.06 $\pm$ 10.63	36.13 $\pm$ 5.02	29.38 $\pm$ 5.42	33.38 $\pm$ 4.53
*p<0.05								
Vol bone, Volumen de hueso; Vol air, Volumen de aire; Vol imp, Volumen del implante.								

## Análisis de imagen

Los cambios verticales y horizontales en los tejidos blandos estratificados por sitio del

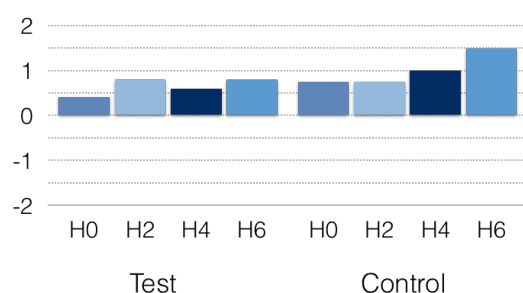
implante se muestran en la Tabla 5.

<b>Tabla 5.</b> Estadística descriptiva (Media $\pm$ DE) de las mediciones lineales de análisis de los STL estratificado por sitio del implante .								
	<b>DIFERIDO</b>				<b>INMEDIATO</b>			
	<b>PM2</b>		<b>M1</b>		<b>PM3</b>		<b>PM4</b>	
	<b>TEST</b>	<b>CONTROL</b>	<b>TEST</b>	<b>CONTROL</b>	<b>TEST</b>	<b>CONTROL</b>	<b>TEST</b>	<b>CONTROL</b>
<b>H0</b>	0.60 $\pm$ 0.99	0.78 $\pm$ 1.37	0.53 $\pm$ 1.12	-2.11 $\pm$ 2.01	-2.01 $\pm$ 0.43	-1.65 $\pm$ 0.97	-1.10 $\pm$ 1.30	-1.94 $\pm$ 1.15
<b>H2</b>	0.88 $\pm$ 0.81	0.94 $\pm$ 1.02	0.47 $\pm$ 0.79	0.20 $\pm$ 1.15	-0.63 $\pm$ 0.51	-0.46 $\pm$ 0.20	-0.44 $\pm$ 0.40	-0.71 $\pm$ 0.65
<b>H4</b>	0.43 $\pm$ 0.31	0.46 $\pm$ 1.36	0.43 $\pm$ 0.56	0.43 $\pm$ 1.00	-0.15 $\pm$ 0.19	-0.26 $\pm$ 0.19	-0.07 $\pm$ 0.31	-0.23 $\pm$ 0.36
<b>H6</b>	0.48 $\pm$ 0.81	0.89 $\pm$ 1.45	0.19 $\pm$ 0.68	0.39 $\pm$ 2.00	-0.33 $\pm$ 0.21	0.00 $\pm$ 0.62	-0.41 $\pm$ 0.22	-0.19 $\pm$ 0.34
<b>Vertical</b>	0.28 $\pm$ 1.19	0.09 $\pm$ 0.58	0.07 $\pm$ 0.83	-0.56 $\pm$ 0.36	-0.43 $\pm$ 0.25	-0.27 $\pm$ 0.27	-0.06 $\pm$ 0.38	-0.32 $\pm$ 0.48
<b>*p&lt;0.05</b>								
<b>H0, Cambios horizontales en los tejidos blandos a nivel del margen gingival o de la cresta alveolar ; H2,4,6, Cambios horizontales en los tejidos blandos 2,4 y 6 mm por debajo de H0.</b>								

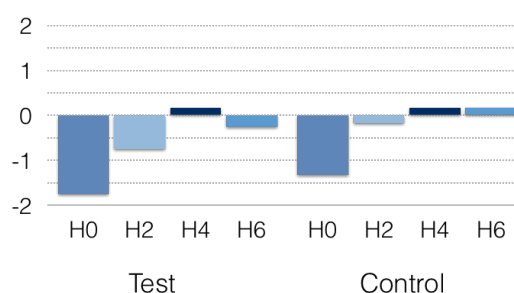
En los implantes diferidos se encontró una tendencia general a una ganancia de altura del tejido blando después de la colocación del implante, independientemente del diseño del mismo. Por otra parte, en los implantes inmediatos se encontró una tendencia general a una reducción en la altura de los tejidos blandos sin diferencias entre test y control.

En cuanto a los cambios horizontales en los tejidos blandos, se encontró un aumento general en los sitios diferidos (Fig.9a), mientras que se registró una reducción en el espesor en los sitios inmediatos (Fig. 9b).

9a



9b



Cuando se analizaron las diferencias entre los implantes test y de control no se encontraron diferencias significativas en ninguno de los sitios evaluados.

## **DISCUSIÓN**

El presente estudio analiza las diferencias en el porcentaje de osteointegración, el volumen bucal y los contornos de los tejidos blandos entre dos diseños de implantes experimentales en implantes inmediatos y diferidos en el modelo de perro beagle. Los implantes test se presentan con significativamente menor volumen de titanio a nivel de la cara vestibular en las regiones analizadas, como era esperado debido al novedoso diseño de estos implantes. Por otro lado, no se encontraron diferencias en el volumen de hueso bucal o en los contornos de los tejidos blandos entre test y control.

El análisis del volumen de hueso a través del *rendering* de múltiples cortes 2D es un método fiable que se ha utilizado ampliamente en el campo de la investigación médica y ósea (Sarve y cols. 2011, Osechinskiy y cols. 2011). La transformación de cortes 2D en imágenes 3D se realiza por medio de un software automatizado que utiliza algoritmos matemáticos para crear reconstrucciones que se utilizan para los cálculos de volumen (Varnavas y cols. 2013, Varnavas y cols. 2015). Para lograr la precisión oportuna en este método es de suma importancia evaluar múltiples cortes con tamaño del voxel adecuado y alta resolución.

Las diferencias encontradas en el volumen bucal de titanio eran esperadas debido a la posición de los implantes test, que tenían una de las tres patas del triángulo hacia los aspectos bucales. Los implantes prototipo tenían una reducción horizontal de 0,4 mm en cada una de las tres patas del triángulo.

La falta de diferencias en el volumen del hueso en el VOI bucal indica que el espacio que la reducción de titanio dejó se rellenó parcialmente con hueso.

El análisis del VOI bucal incluyó el volumen de hueso, aire y titanio. El hueso puede tener espacios medulares y tejido blando que el software identifica como volumen de aire. Si la

composición de hueso varía (es decir, más o menos porosa) en los diferentes sitios y entre los implantes test y control, esto puede conducir a conclusiones erróneas en relación con el volumen de hueso. Por ello se decidió de especificar aún más el contorno del volumen bucal y de analizar el componente de titanio, aire y hueso dentro de esta región, que se definió como componente de hueso bucal en el mismo VOI. Los resultados del VOI bucal óseo demostraron que había un porcentaje similar de aire/tejido blando en el test y en los implantes inmediatos.

La falta de diferencias en el volumen de hueso entre los implantes test y control en el VOI bucal son contrarias a las diferencias significativas encontradas en las mediciones histológicas de la anchura crestal. En cualquier caso, es de esperar que a medida que se aumenta el área de tejido analizado las diferencias encontradas pueden disminuir. Por otra parte, el VOI bucal se extendía mesial y distal a una zona donde la reducción implante no pudo producir ningún beneficio.

El estudio del volumen de hueso por medio de micro-CT se ha evaluado en numerosas investigaciones recientes para analizar la calidad ósea o la regeneración ósea (Kim & Henkin 2015, Beck-Broichsitter y cols. 2015, Khobragade y cols. 2015). En una investigación recientemente publicada, esta tecnología se utilizó para evaluar los cambios en el nivel de hueso a 360° alrededor del hombro de los implantes (Becker y cols. 2016). Se concluyó que el nuevo método de procesamiento de imágenes permite la evaluación fiable de la pérdida o la ganancia ósea alrededor de los implantes dentales. Las comparaciones con la actual investigación son difíciles de realizar, ya que la metodología utilizada varía. Mientras que el estudio antes mencionado evaluó el perfil de dehiscencia volumétrica alrededor de los implantes, este estudio se centró en los volúmenes óseos bucales.

Al mirar la calidad de la osteointegración, se esperaba encontrar valores similares entre los implantes test y control ya que ambos tienen idénticas propiedades de la superficie y era improbable que su macrodiseño pudiera influir en los valores de BIC.

Publicaciones científicas han corroborado que el análisis de los valores BIC por medio de micro-CT es un método fiable para evaluar la osteointegración del implante (Neldam y cols. 2014). Múltiples estudios han demostrado que los valores de BIC obtenidos por micro-CT se correlacionan bien con los valores obtenidos por medio de histología convencional (Neldam y cols. 2015). Los resultados de este estudio, con valores de BIC que van desde 48 hasta 57% se correlacionan bien con las investigaciones que han evaluado el porcentaje de BIC con tecnologías similares (Sarve y cols. 2013, Mangano y cols. 2013).

Por último, los valores similares observados en los contornos de los tejidos blandos para los implantes test y control indicaron que el diseño del implante no influyó en el comportamiento de los tejidos blandos. En los implantes inmediatos se observó consistentemente una reducción en la altura y la anchura de los tejidos. Esto está en línea con investigaciones preclínicas que han utilizado una tecnología de imagen similar para estudiar los cambios en el contorno de los tejidos blandos alrededor de los implantes inmediatos (Caneva y cols. 2012). En contraste con la reducción observada en los implantes inmediatos se observó una ganancia de volumen de los tejidos blandos en los sitios diferidos en los que se elevó un colgajo mucoperióstico. La instalación del pilar de cicatrización transmucoso sirvió como mantenedor de espacio que permitió una ganancia en los contornos horizontales de los tejidos blandos. Dado que las investigaciones que han valorado la ganancia de volumen en implantes diferidos se han centrado en el comportamiento de los injertos de tejido conectivo autólogo o substitutos del mismo (Thoma y cols. 2014), no es posible comparar los resultados de este estudio con otros

para confirmar esta hipótesis. El echo que la colocación del pilar de cicatrización mediante la realización de una simple cirugía de segunda fase obtuviese una ganancia de volumen consistente, viene a enfatizar la necesidad de estudios clínicos que aclaren el comportamiento de los tejidos blandos con las diferentes técnicas quirúrgicas.



## **CONCLUSIONES**

A partir de los datos analizados se puede concluir que no hubo diferencias entre los implantes triangulares y cilíndricos con respecto al porcentaje de la integración, el volumen de hueso bucal y los contornos de los tejidos blandos. En los implantes test se observó un volumen inferior de titanio en la cara vestibular en las regiones analizadas.

## **Bibliografía:**

Abrahamsson I, Berglundh T, Wennström J, Lindhe J. (1996) The peri-implant hard and soft tissues at different implant systems. A comparative study in the dog. Clin Oral Implants Res. 7(3):212-9.

Abrahamsson I, Berglundh T, Moon IS, Lindhe J. (1999) Peri-implant tissues at submerged and non-submerged titanium implants. J Clin Periodontol. 26(9):600-7.

Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindström. (1981) Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. Acta Orthop Scand. 52(2): 155-170.

Alomrani AN, Hermann JS, Jones AA, Buser D, Schoolfield J, Cochran DL. (2005) The effect of a machined collar on coronal hard tissue around titanium implants: A radiographic study in the canine mandible. Int J Oral Maxillofac Implants 20(5): 677-686.

Beck-Broichsitter BE y cols. (2015) 3D-tracking the regenerative potential of the mandible with micro-CTs. Oral Maxillofac Surg.19(1):29-35.

Becker K, Klitzsch I, Stauber M, Schwarz F. (2016) Three-dimensional assessment of crestal bone levels at titanium implants with different abutment microstructures and insertion depths using micro-computed tomography. Clin Oral Implants Res.

Becker K, Drescher D, Hönscheid R, Golubovic V, Mihatovic I, Schwarz F. (2016) Biomechanical, micro-computed tomographic and immunohistochemical analysis of early osseous integration at titanium implants placed following lateral ridge augmentation using extracted tooth roots. Clin Oral Implants Res.

Berglundh T, Abrahamsson I, Lang NP, Lindhe J. (2003) De novo alveolar bone formation adjacent to endosseous implants. Clin Oral Implants Res.14(3):251-62.

Berglundh T, Abrahamsson I, Welander M, Lang NP, Lindhe J. (2007) Morphogenesis of the peri-implant mucosa: an experimental study in dogs. Clin Oral Implants Res. 18(1):1-8

Bernhardt R y cols. (2004) Comparison of microfocus- and synchrotron X-ray tomography for the analysis of osseointegration around Ti6Al4V implants. Eur Cell Mater.7:42-51.

Bernhardt R, Kuhlisch E, Schulz MC, Eckelt U, Stadlinger B. (2012) Comparison of bone-implant contact and bone-implant volume between 2D-histological sections and 3D-SRμCT slices. Eur Cell Mater.23:237-47.

Bousson V, Peyrin F, Bergot C, Hausard M, Sautet A & Laredo JD. (2004) Cortical bone in the human femoral neck: three-dimensional appearance and porosity using synchrotron radiation. J Bone Miner Res.19(5):794-801.

Buser D, Janner SF, Wittneben JG, Brägger U, Ramseier CA, Salvi GE (2012) 10-year

survival and success rates of 511 titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: A retrospective study in 303 partially edentulous patients. *Clin Implant Dent Relat Res.* 14(6): 839-851.

Caneva M, Botticelli D, Morelli F, Cesaretti G, Beolchini M & Lang NP. (2012) Alveolar process preservation at implants installed immediately into extraction sockets using deproteinized bovine bone mineral - an experimental study in dogs. *Clin Oral Implants Res.* 23(7):789-96.

Cooper DM, Bewer B, Wiebe S, Wysokinski TW & Chapman D. (2011) Diffraction enhanced X-ray imaging of the distal radius: a novel approach for visualization of trabecular bone architecture. *Can Assoc Radiol J.* 62(4):251-5.

de Sanctis M, Vignoletti F, Discepoli N, Zucchelli G, Sanz M. (2009) Immediate implants at fresh extraction sockets: Bone healing in four different implant systems. *J Clin Periodontol.* 36(8): 705-711.

de Sanctis M, Vignoletti F, Discepoli N, Muñoz F, Sanz M. (2010) Immediate implants at fresh extraction sockets: An experimental study in the beagle dog comparing four different implant systems. Soft tissue findings. *J Clin Periodontol.* 37(8): 769-776.

De Smet E, Jaecques SV, Wevers, Sloten JV & Naert IE. (2013) Constant Strain Rate and Peri-Implant Bone Modeling: An In Vivo Longitudinal Micro-CT Analysis. *Clin Implant Dent Relat Res.* 15(3):358-66.

Ferrus J, Cecchinato D, Pjetursson EB, Lang NP, Sanz M, Lindhe J. (2010) Factors influencing ridge alterations following immediate implant placement into extraction sockets. *Clin Oral Implants Res* 21(1): 22-29.

Fickl S, Zuhr O, Wachtel H, Bolz W, Huerzeler M. (2008) Tissue alterations after tooth extraction with and without surgical trauma: a volumetric study in the beagle dog. *J Clin Periodontol.* 35(4):356-63.

Fickl S y cols. (2009) Dimensional changes of the ridge contour after socket preservation and buccal overbuilding: an animal study. *J Clin Periodontol.* 36(5): 442-8.

Galindo-Moreno P y cols. (2012) Clinical and radiographic evaluation of early loaded narrow diameter implants - 1-year follow-up. *Clin Oral Implants Res.* 23(5): 609-16.

Gotfredsen K. (2012) A 10-year prospective study of single tooth implants placed in the anterior maxilla. *Clin Implant Dent Relat Res.* 14(1): 80-87.

Hsu JT y cols. (2014) A comparison of micro-CT and dental CT in assessing cortical bone morphology and trabecular bone microarchitecture. *PLoS One.* 9(9):e107545

Ioannidis A, Gallucci GO, Jung RE, Borzangy S, Hämmerle CH, Benic GI. (2015) Titanium-zirconium narrow-diameter versus titanium regular-diameter implants for anterior and premolar single crowns: 3-year results of a randomized controlled clinical study. *J Clin Periodontol* 42(11): 1060-1070.

Jung RE, Holderegger C, Sailer I, Khraisat A, Suter A, Hämmerle CH. (2008) The effect of

all-ceramic and porcelain-fused-to-metal restorations on marginal peri-implant soft tissue color: a randomized controlled clinical trial. *Int J Periodontics Restorative Dent.*28(4):357-65.

Khobragade P y cols. (2015) Micro-Computed tomography (CT) based assessment of dental regenerative therapy in the canine mandible model. *Proc SPIE Int Soc Opt Eng.*

Kim YJ & Henkin J. (2015) Micro-computed tomography assessment of human alveolar bone: bone density and three-dimensional micro-architecture. *Clin Implant Dent Relat Res.* 17(2):307-13.

Lang NP, Pun L, Lau KY, Li KY, Wong MC. (2012) A systematic review on survival and success rates of implants placed immediately into fresh extraction sockets after at least 1 year. *Clin Oral Implants Res.* 23(Suppl 5): 39-66.

Laurell, L. & Lundgren, D. (2011) Marginal bone level changes at dental implants after 5 years in function: A meta-analysis. *Clin Implant Dent Relat Res.* 13(1): 19-28.

Mangano C y cols. (2013) Histological and synchrotron radiation-based computed microtomography study of 2 human-retrieved direct laser metal formed titanium implants. *Implant Dent.* 22(2):175-81.

Merheb J, Quirynen M, Teughels W. (2014) Critical buccal bone dimensions along implants. *Periodontol 2000.* 66(1): 97-105.

Molina A, Sanz-Sánchez I, Martín C, Blanco J, Sanz M. (2016) The effect of one-time abutment placement on interproximal bone levels and peri-implant soft tissues: A prospective randomized clinical trial. *Clin Oral Implants Res.*

Müller R, Rügsegger P. (1997) Micro-tomographic imaging for the nondestructive evaluation of trabecular bone architecture. *Stud Health Technol Inform.*40:61-79.

Neldam CA & Pinholt EM. (2014) Synchrotron  $\mu$ CT imaging of bone, titanium implants and bone substitutes - a systematic review of the literature. *J Craniomaxillofac Surg.* 42(6):801-5.

Neldam CA y cols. (2015) Application of high resolution synchrotron micro-CT radiation in dental implant osseointegration. *J Craniomaxillofac Surg.* Jun;43(5):682-7.

Osechinskiy S, Kruggel F. (2011) Slice-to-Volume Nonrigid Registration of Histological Sections to MR Images of the Human Brain. *Anat Res Int.*

Ostman PO, Hellman M, Sennerby L. (2012) Ten years later. Results from a prospective single-centre clinical study on 121 oxidized (titanium) branemark implants in 46 patients. *Clin Implant Dent Relat Res.* 14(6): 852-860.

Park CH y cols. (2007) Three-dimensional micro-computed tomographic imaging of alveolar bone in experimental bone loss or repair. *J Periodontol.*78(2):273-81.

Parsa A, Ibrahim N, Hassan B, van der Stelt P, Wismeijer D. (2015) Bone quality evaluation at dental implant site using multislice CT, micro-CT, and cone beam CT. *Clin Oral Implants Res.*26(1):e1-7.

Pessoa RS y cols. (2016) Bone remodeling around implants with external hexagon and morse-taper connections: A randomized, controlled, split-mouth, clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res.*

Sanz I, Garcia-Gargallo M, Herrera D, Martin C, Figuero E, Sanz M. (2012) Surgical protocols for early implant placement in post-extraction sockets: A systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 23(Suppl 5): 67-79.

Sanz M y cols. (2015) Clinical and radiologic outcomes after submerged and transmucosal implant placement with two-piece implants in the anterior maxilla and mandible: 3-year results of a randomized controlled clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res* 17(2): 234-246.

Sanz-Martín I, Benic GI, Hämmerle CH & Thoma DS. (2016) Prospective randomized controlled clinical study comparing two dental implant types: volumetric soft tissue changes at 1 year of loading. *Clin Oral Implants Res.* 27(4):406-11.

Sanz-Martín I, Sailer I, Hämmerle CH, Thoma DS. (2016) Soft tissue stability and volumetric changes after 5 years in pontic sites with or without soft tissue grafting: a retrospective cohort study. *Clin Oral Implants Res.*27(8):969-74.

Sarve H, Lindblad J, Borgefors G, Johansson CB. (2011) Extracting 3D information on bone remodeling in the proximity of titanium implants in SRμCT image volumes. *Comput Methods Programs Biomed.* 102(1):25-34.

Sarve H, Friberg B, Borgefors G & Johansson CB. (2013) Introducing a novel analysis technique for osseointegrated dental implants retrieved 29 years postsurgery. *Clin Implant Dent Relat Res.* 15(4):538-49.

Schneider D, Grunder U, Ender A, Hämmerle CH, Jung RE. (2011) Volume gain and stability of peri-implant tissue following bone and soft tissue augmentation: 1-year results from a prospective cohort study. *Clin Oral Implants Res.* 22(1):28-37.

Schneider D y cols. (2014) Labial soft tissue volume evaluation of different techniques for ridge preservation after tooth extraction: a randomized controlled clinical trial. *J Clin Periodontol.* 41(6):612–7.

Schwarz F, Sahm N, Becker J. (2012) Impact of the outcome of guided bone regeneration in dehiscence-type defects on the long-term stability of peri-implant health: clinical observations at 4 years. *Clin Oral Implants Res.* 23(2):191-6.

Schwarz F, Hegewald A, Becker J. (2014) Impact of implant-abutment connection and positioning of the machined collar/microgap on crestal bone level changes: A systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 25(4): 417-425.

Schwarz F, Mihatovic I, Golubovich V, Schär A, Sager M, Becker J. (2015) Impact of abutment microstructure and insertion depth on crestal bone changes at nonsubmerged titanium implants with platform switch. *Clin Oral Implants Res.* 26(3):287-92.

Sennerby L, Wennerberg A, Pasop F. (2001) A new microtomographic technique for non-invasive evaluation of the bone structure around implants. *Clin Oral Implants Res.* 12(1):91-4.

Spray JR, Black CG, Morris HF, Ochi S. (2000) The influence of bone thickness on facial marginal bone response: Stage 1 placement through stage 2 uncovering. *Ann Periodontol* 5(1): 119-128.

Thalmair T, Fickl S, Schneider D, Hinze M, Wachtel H. (2013) Dimensional alterations of extraction sites after different alveolar ridge preservation techniques – a volumetric study. *J Clin Periodontol.* 40(7): 721–7.

Thoma DS y cols. (2010) Soft tissue volume augmentation by the use of collagen-based matrices: a volumetric analysis. *J Clin Periodontol.* 37(7):659-66.

Thoma DS, Mühlemann S, Jung RE. (2014) Critical soft-tissue dimensions with dental implants and treatment concepts. *Periodontol 2000.* 66(1):106-18.

Vandeweghe S, Coelho PG, Vanhove C, Wennerberg A, Jimbo R. (2013) Utilizing micro-computed tomography to evaluate bone structure surrounding dental implants: a comparison with histomorphometry. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 101(7):1259-66.

Varnavas A, Carrell T, Penney G. (2013) Increasing the automation of a 2D-3D registration system. *IEEE Trans Med Imaging.* 32(2):387-99.

Varnavas A, Carrell T, Penney G. (2015) Fully automated 2D-3D registration and verification. *Med Image Anal.* 26(1):108-19.

Vignoletti F, de Sanctis M, Berglundh T, Abrahamsson I, Sanz M. (2009) Early healing of implants placed into fresh extraction sockets: an experimental study in the beagle dog. II: ridge alterations. *J Clin Periodontol.* 36 (8): 688-97.

Vignoletti F, de Sanctis M, Berglundh T, Abrahamsson I, Sanz M. (2009) Early healing of implants placed into fresh extraction sockets: an experimental study in the beagle dog. III: soft tissue findings. *J Clin Periodontol.* 36 (12): 1059-66.

Voide R y cols. (2009) Time-lapsed assessment of microcrack initiation and propagation in murine cortical bone at submicrometer resolution. *Bone.* 45(2):164-73.

Windisch SI, Jung RE, Sailer I, Studer SP, Ender A, Hämmerle CHF. (2007) A new optical method to evaluate three-dimensional volume changes of alveolar contours: a methodological in vitro study. *Clinical Oral Implants Research.* 18(5): 545–51.